

03P 00077



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift

⑩ DE 197 42 119 A 1

= W 5,805,659

⑤1 Int. Cl.⁶:
G 01 N 23/04
G 01 N 23/083
A 61 B 6/03

⑳ Aktenzeichen: 197 42 119.9
㉔ Anmeldetag: 24. 9. 97
㉔3 Offenlegungstag: 2. 4. 98

DE 197 42 119 A 1

③0 Unionspriorität:

724697 30.09.96 US

⑦1 Anmelder:

Siemens Corporate Research, Inc., Princeton, N.J.,
US

⑦4 Vertreter:

Blumbach, Kramer & Partner GbR, 81245 München

⑦2 Erfinder:

Tam, Kwok C., Edison, N.J., US

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Verfahren und Vorrichtung zur Abbildung einer interessierenden Region mittels spiralförmiger Abtastung

⑤7 Das beschriebene Verfahren und Gerät zur Abtastung und Gewinnung von Daten für eine dreidimensionale, computer-tomographische Abbildung einer interessierenden Region eines Objekts, die kleiner ist als das Objekt selbst und eine obere und eine untere Grenzlinie bzw. Grenzfläche aufweist, die vollständig in einem Gesichtsfeld eines Abbildungssystems liegen, enthalten das Merkmal, daß die Abtastbahn, die zum Abtasten des hauptsächlichlichen Abschnitts der interessierenden Region benutzt wird, derart fortgesetzt wird, daß sie sich über die obere und die untere Grenze hinweg erstreckt. Bei einem Ausführungsbeispiel besteht der Abtastpfad aus einem spiralförmigen Hauptabtastpfad, der eine Mehrzahl von spiralförmigen Windungen oder Stufen für die Abtastung zwischen der oberen und der unteren Grenze der interessierenden Region sowie aus mindestens einem Abschnitt einer einzigen zusätzlichen, spiralförmigen Windung des Abtastpfads an jedem der beiden Enden besteht. Zur Rekonstruktion des Bilds werden die Kegelstrahl-Daten für die Quellenpositionen, die kreisförmigen Abschnitten der Abtastung entsprechen, mit Hilfe einer Interpolation der Daten, die von den Quellenpositionen an der zusätzlichen spiralförmigen Windung erhalten werden, und denjenigen Daten gewonnen, die von der benachbart zu dieser zusätzlichen spiralförmigen Windung liegenden Windung der spiralförmigen Hauptabtastung erhalten werden.

DE 197 42 119 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 02. 98 802 014/744

13/24

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Computertomographie (CT) und insbesondere auf einen Abtastpfad zur dreidimensionalen (3D), computertomographischen Abbildung einer interessierenden Region.

Bei herkömmlichen Computertomographen (dritte Generation), die sowohl auf medizinischem als auch auf industriellem Gebiet zum Einsatz kommen, werden ein fächerförmiger Röntgenstrahl und eine lineare Detektoranordnung (array detector) zur Erzielung einer zweidimensionalen (2D) Abbildung eingesetzt. Auch wenn der gewonnene Datensatz vollständig sein kann und demgemäß die Bildqualität entsprechend hoch ist, wird zu einem jeweiligen Zeitpunkt jeweils nur eine einzige Scheibe bzw. ein einziger Schnitt eines Objekts abgebildet. Wenn ein dreidimensionales Bild erforderlich ist, wird eine Methode benutzt, bei der eine stapelförmige Abfolge von Schnitten gewonnen wird. Die Bildung eines dreidimensionalen Datensatzes auf der Basis von jeweils nacheinander gewonnenen zweidimensionalen Schnitten ist naturgemäß langsam. Darüber hinaus treten bei medizinischen Anwendungen Artefakte aufgrund von Bewegungen auf, da benachbarte Schnitte nicht gleichzeitig abgebildet werden. Ferner ist die Ausnutzung der Dosis bzw. Bestrahlung nicht optimal, da der Abstand zwischen den Scheiben bzw. Schnitten üblicherweise kleiner ist als die Öffnung bzw. Apertur des Kollimators für die Röntgenstrahlen, was bei vielen Teilen des Körpers zu einer doppelten Bestrahlung führt. Bei der zweidimensionalen computertomographischen Abtastung ist der Abtastpfad der Quelle oft einfach eine kreisförmige Abtastung bzw. ein kreisförmiger Pfad, der um das Objekt herum führt. Eine lineare Detektoranordnung ist relativ zu der Quelle festgelegt.

Bei Computertomographen der vierten Generation wie etwa bei dem Elektronenstrahl-Computertomograph-Scanner, der von Imatron, Inc., Kalifornien, hergestellt und vertrieben wird, dreht sich allerdings die Quelle für die Röntgenstrahlen (aufgrund einer magnetischen Ablenkung) und es ist die Detektoranordnung stationär.

Bei einem System, bei dem eine konusförmige Strahlgeometrie mit einem tatsächlich kegelförmigen Strahl für die dreidimensionale Abbildung eingesetzt wird, werden eine einen kegelförmigen Strahl erzeugende Röntgenquelle und ein Flächendetektor für eine zweidimensionale Fläche eingesetzt. Ein Objekt wird vorzugsweise über einen Winkelbereich von 360° hinweg abgetastet, indem entweder die Röntgenquelle entlang eines Abtastkreises um das Objekt herum bewegt wird oder indem das Objekt gedreht wird, während die Quelle stationär bleibt. In jedem Fall ist der Flächendetektor relativ zu der Quelle festgehalten. Die relative Bewegung zwischen der Quelle und dem abzubildenden Objekt führt zu einer Abtastung des Objekts. Im Vergleich mit dem herkömmlichen Ansatz der Bildung eines Stapels aus zweidimensionalen Schnitten zur Erzielung einer dreidimensionalen Abbildung wohnt der mit Kegelstrahl arbeitenden Geometrie (Kegelstrahl-Geometrie) das Potential inne, eine dreidimensionale Abbildung sowohl von medizinischen als auch von industriellen Objekten nicht nur rasch, sondern auch mit verbesserter Ausnutzung der Dosis (Bestrahlungsdosis) zu erzielen.

Damit ein vollständiger Satz von Projektionsdaten für eine exakte zweidimensionale oder dreidimensionale Abbildung eines Objekts (oder einer interessierenden

Region in einem Objekt) erhalten werden kann, ist es notwendig, Vollständigkeitskriterien zu erfüllen. Diese Kriterien sind bekannt und sind zum Beispiel in Einzelheiten von B.D. Smith in der Veröffentlichung: "Image Reconstruction From Cone-Beam Projections, Necessary and Sufficient Conditions and Reconstruction Methods", IEEE Transactions Medical Imaging, MI-4, 1985, Seiten 14 bis 25, beschrieben. Grundlegend ist erforderlich, daß jede Ebene, die durch das Objekt oder die interessierende Region hindurch geht, den Abtastpfad an einer oder mehreren Stellen schneiden muß. Die Vollständigkeitskriterien sind weiterhin in der auf den gleichen Erfinder wie vorliegende Anmeldung zurückgehenden US-PS 5 383 119 (mit dem Titel: "Method and Apparatus For Acquiring Complete Radon Data For Exactly Reconstructing A Three-Dimensional Computerized Tomography Image Of A Portion Of An Object Radiated By A Cone Beam Source", ausgegeben am 17. Januar 1995) diskutiert, deren Offenbarungsgehalt hiermit auch in den Offenbarungsgehalt der vorliegenden Offenbarung eingegliedert wird. In der US-PS 5 383 119 ist weiterhin angegeben, daß der gewonnene Datensatz lediglich dann vollständig ist, wenn er Daten an jedem Punkt in dem Radon-Raum (radon space) bereitstellt, das heißt wenn der Radon-Raum ausreichend mit Daten in der sogenannten "Stützregion" gefüllt ist, die topologisch mit dem Gesichtsfeld übereinstimmt, das von der interessierenden Region des Objekts im realen Raum belegt wird. Radon-Daten werden üblicherweise dadurch gewonnen, daß das gesamte Objekt innerhalb des Gesichtsfelds der Quelle ausgesetzt wird.

Wie in der vorstehend genannten US-PS 5 383 119 weiterhin angegeben ist, treten bei Methoden zur Rekonstruktion dreidimensionaler Bilder Schwierigkeiten bei der Abbildung von Objekten und Regionen auf, die eine ziemlich lange, breite oder große Abmessung aufweisen. Falls die Höhe, Breite oder Länge eines Objekts oder einer interessierenden Region groß ist, ist es oftmals nicht praktisch oder schwierig, eine Detektoranordnung mit einer ausreichenden Höhe oder Breite zu erzielen, um hierdurch Projektionsdaten von dem Objekt oder der interessierenden Region zu erhalten. Allgemein muß der Detektor eine Höhe und eine Breite aufweisen, die zumindest in gewissem Umfang größer ist als die Höhe und die Breite des Objekts oder der interessierenden Region, da andernfalls einige Röntgenstrahlen durch Abschnitte des Objekts hindurchgegangen sind, die nicht in dem interessierenden Bereich liegen (in einem Fall, wenn die interessierende Region lediglich einen Teil des Objekts darstellt), repräsentieren die gesammelten Kegelstrahl-Daten nicht ausschließlich Daten, die von der interessierenden Region herrühren, und führen daher zu einer Bildverschmierung bzw. einer Bildverunschärfung und zur Erzeugung von Bildstörungen (Bild-Artefakte).

Eine ausreichende Auffüllung des Radon-Raums durch eine Vorrichtung, die unterschiedliche Abtastbewegungsbahnen (Pfade) aufweist und mit einem Flächendetektor arbeitet, der kleiner ist als die abzubildende interessierende Region, ist eine bekannte Maßnahme zur Durchführung einer exakten Rekonstruktion des Bilds. In der vorstehend erwähnte US-PS 5 383 119 ist zum Beispiel eine relativ komplexe Methode beschrieben, die zum Manipulieren der gewonnenen Kegelstrahl-Daten derart, daß Daten in angemessener Weise weggelassen oder gewonnen bzw. wieder gebildet werden, ausgelegt ist, derart, daß lediglich Kegelstrahl-Da-

ten, die direkt der interessierenden Region zuzuschreiben sind, für die Bildrekonstruktion eingesetzt werden.

In der auf den gleichen Erfinder wie die vorliegende Anmeldung zurückgehenden US-PS 5 463 666 (mit dem Titel "Helical and Circle Scan Region of Interest Computerized Tomography", ausgegeben am 31. Oktober 1995), deren Offenbarungsgehalt hiermit in den Offenbarungsgehalt vorliegender Anmeldung einbezogen wird, ist ein mit Kegelstrahl arbeitendes computertomographisches System offenbart, bei dem ein der interessierenden Region entsprechender Abschnitt eines Objekts abgebildet werden kann, ohne daß eine Bildverschmierung oder Artefakte hervorgerufen werden, die durch die Abbildung von nicht innerhalb der interessierenden Region liegenden Abschnitten des Objekts hervorgerufen werden. Eine in steuerbarer Weise bewegliche Quelle und ein relativ kleiner Flächendetektor werden derart gesteuert, daß sie einen Abtastpfad oder eine Bewegungsbahn definieren, die aus einem zentralen spiralförmigen Abschnitt besteht, der einen Kreisabschnitt an jedem Ende des spiralförmigen Abschnitts enthält, wobei die Enden auf den Niveaus der oberen und der unteren Grenze der interessierenden Region liegen. Die Umschaltung von dem spiralförmigen Pfad zu dem kreisförmigen Pfad ist notwendig, damit vollständige Kegelstrahl-Daten an der oberen und der unteren Grenze der interessierenden Region erhalten werden, ohne daß eine Verunschärfung auftritt, die durch die Abbildung von Abschnitten des Objekts hervorgerufen würde, die außerhalb der interessierenden Region liegen. Dies ist in größeren Einzelheiten in der vorstehend bereits erwähnten US-PS 5 463 666 beschrieben.

Auch wenn die vorstehend erläuterte Methode und auch andere Techniken nützlich sind, ist es erforderlich, Abtastpfade vorzusehen, bei denen eine abrupte Verschiebung der Bewegung auftritt. Da das abzubildende Objekt ein Patient sein kann, sind solche abrupten Verschiebungen bzw. Änderungen der Abtastbewegung nicht wünschenswert, da der Patient für die Abtastung bewegt werden muß. Selbst wenn der Patient stationär ist und statt dessen die Quelle bewegt wird, um diese abrupte Änderung zu erzielen, ist dies gleichfalls sehr unerwünscht, da hierdurch das abbildende System einer zusätzlichen mechanischen Belastung ausgesetzt wird.

Es ist daher wünschenswert, ein Verfahren und eine Vorrichtung für die computertomographische Bildgabe zu schaffen, bei denen eine interessierende Region abgetastet werden kann, ohne daß die Notwendigkeit zur Bereitstellung unterschiedlicher Abtastkonfigurationen für die Abtastung der interessierenden Region gegeben ist, und insbesondere ohne daß es notwendig ist, die Bewegung des Abtastpfads oder die Bewegungsbahn, die zur Abtastung des zentralen Abschnitts der interessierenden Region benutzt wird, plötzlich zu ändern, wie es für die Erzielung von kreisförmigen Abtastbahnen an den oberen und unteren Grenzen der interessierenden Region erforderlich wäre.

Zur Lösung der vorstehend genannten Zielsetzung wird erfindungsgemäß ein Verfahren gemäß dem Patentanspruch 1 bereitgestellt.

Weiterhin wird ein Gerät gemäß dem Patentanspruch 8 geschaffen.

Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

In Übereinstimmung mit dem Grundlagen der vorliegenden Erfindung wird der abrupte Übergang des Abtastpfads, der bei dem Übergang von der Bewegungsbahn zur Abtastung des Hauptbereichs einer interessie-

renden Region eines Objekts zu einer anderen Bewegungsbahn für die Abtastung der oberen und unteren Grenze dieses Bereichs auftritt, dadurch vermieden, daß die andersartigen, nämlich kreisförmigen Abtastbewegungsbahnen des Abtastpfads, die bei dem Stand der Technik vorgesehen sind, durch eine einfache Fortsetzung der Abtastbewegungsbahn, die für die Abtastung des Hauptbereichs der interessierenden Region eingesetzt wird, ersetzt wird, derart, daß sich die Abtastbewegungsbahn über die obere und untere Grenze hinaus erstreckt.

Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel besteht die Abtastbahn bei der vorliegenden Erfindung aus einer spiralförmigen Haupt-Abtastbahn, die eine Mehrzahl von spiralförmigen Windungen oder Stufen enthält und zum Abtasten des Bereichs zwischen der oberen und der unteren Grenze einer interessierenden Region in einem Objekt dient, und mindestens einem Abschnitt einer zusätzlichen, einzigen spiralförmigen Windung (bzw. Umlauf) des Abtastpfads an jedem Ende des Abtastpfads. Für die Rekonstruktion des Bilds werden Kegelstrahl-Daten für Quellenpositionen, die bei dem Stand der Technik auf dem kreisförmigen Abschnitt der Abtastung liegen, bei der vorliegenden Erfindung dadurch approximiert bzw. angenähert, daß Daten, die von Quellenpositionen auf der zusätzlichen spiralförmigen Windung erhalten werden, mit Daten interpoliert werden, die von derjenigen Windung der spiralförmigen Haupt-Abtastung erhalten werden, die benachbart hierzu liegt.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher beschrieben.

Fig. 1 zeigt eine vereinfachte perspektivische Darstellung der Abbildung eines Objekts unter Verwendung einer Röntgenquelle und eines Detektors, wobei zusätzlich ein vereinfachtes Blockschaltbild zur Bildrekonstruktion in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung gezeigt ist.

Fig. 2 zeigt eine vereinfachte perspektivische Darstellung einer interessierenden Region eines Objekts und einen in Übereinstimmung mit der Erfindung stehenden Abtastpfad für die Abtastung um das Objekt herum.

Fig. 3 zeigt ein alternatives Ausführungsbeispiel für den Abtastpfad der vorliegenden Erfindung.

Fig. 4 zeigt ein weiteres alternatives Ausführungsbeispiel für die Gestaltung des Abtastpfads bei der vorliegenden Erfindung, und

Fig. 5 zeigt ein vereinfachtes Blockschaltbild eines in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung arbeitenden Geräts.

Es wird zunächst auf Fig. 1 Bezug genommen. Eine einen kegelförmigen Röntgenstrahl erzeugende Röntgenquelle 10 erzeugt Energie in Form eines Kegelstrahls, die durch eine interessierende Region eines Objekts 12, die abgebildet werden soll, sowie an dieser vorbeiläuft. Auch wenn die Röntgenquelle 10 als eine einen kegelförmigen Röntgenstrahl erzeugende Quelle dargestellt ist, können andere Arten von Strahlquellen wie etwa solche, die einen Fächerstrahl erzeugen, und solche, die eine andere Form einer Abbildungsenergie, wie etwa Neutronen, Positronen usw., verwenden, eingesetzt werden. Durch einen Detektor 10 wird die zur Bildgabe eingesetzte Energie (egal, welche Energieform eingesetzt wird) detektiert. Auch wenn die einzelnen Detektorelemente nicht gezeigt sind, versteht es sich, daß der Detektor 14 aus einer zweidimensionalen An-

ordnung aus einzelnen Detektorelementen besteht. Zur Erzielung vollständiger Kegelstrahl-Daten (bzw. dem Kegelstrahl entsprechenden Daten) bezüglich des Objekts 12 wird eine relative Bewegung zwischen der Quelle 10 und dem Objekt 12 durchgeführt. Als Beispiel kann das Objekt 12 bewegt werden, damit eine Abtastung in der im folgenden Text in größeren Einzelheiten beschriebenen Weise durchgeführt wird. Alternativ hierzu, und gleichwertig hiermit, können die Quelle 10 und der Detektor 14 entlang eines solchen Abtastpfads bewegt werden. Das Objekt kann ein Werkstück oder ein medizinisch zu untersuchender Patient oder ein anderer, abzubildender Gegenstand sein.

Signale, die der erfaßten, auf Elemente in dem Detektor 14 auftreffenden Röntgenenergie entsprechen, werden an ein Datengewinnungssystem 16 (DAS = data acquisition system) angelegt, das gleichartig wie die vorstehend bereits beschriebenen Abschnitte der Fig. 1 in einer dem Fachmann bekannten Weise arbeiten kann.

Kegelstrahl-Daten, die von dem Datengewinnungssystem 16 abgegeben werden, werden an einen Prozessor 18 angelegt, der als Computer ausgelegt sein kann, der zur Durchführung von unterschiedlichen Datenumwandlungen, die durch die in dem Prozessor 18 gezeigten Blöcke veranschaulicht sind, programmiert ist. Ein Block 19 stellt ein wesentliches Merkmal der vorliegenden Erfindung dar und repräsentiert Mittel zur Interpolation von Projektions- oder Kegelstrahl-Daten, die die obere und untere Grenze der interessierenden Region überspannen. Wie im weiteren Text in größeren Einzelheiten erläutert wird, entsprechen die interpolierten Daten den Kegelstrahl-Daten, die durch die kreisförmigen Abtastpfade gemäß der vorstehend angegebenen US-PS 5 463 666 erzielt werden. Bei einem nachfolgenden Block 20 werden die Kegelstrahl-Daten in derivative bzw. abgeleitete Radon-Daten (radon data) umgewandelt. Dies kann unter Einsatz der Methoden erzielt werden, die in der US-PS 5 257 183 (mit dem Titel: "Method and Apparatus for Converting Cone Beam X-Ray Projection Data to Planar Integral and Reconstructing a Three-Dimensional Computerized Tomography (CT) Image of an Object", ausgegeben am 26. Oktober 1993) beschrieben sind. Der Offenbarungsgehalt der US-PS 5 257 183 wird hiermit in vollem Umfang in den Offenbarungsgehalt der vorliegenden Anmeldung einbezogen. Die abgeleiteten Radon-Daten werden dann in Radon-Daten an polaren Gitterpunkten mittels eines Blocks (Einrichtung) 22 umgewandelt, wobei hierfür zum Beispiel eine Methode eingesetzt wird, die in der US-PS 5 446 776 (mit dem Titel: "Tomography with Generation of Radon Data on Polar Grid Points", ausgegeben am 8. August 1995) beschrieben ist. Auch der Offenbarungsgehalt der US-PS 5 446 776 wird hiermit durch Bezugnahme in vollem Umfang in den Offenbarungsgehalt der vorliegenden Anmeldung einbezogen. Die Radon-Daten an den polaren Gitterpunkten (Polargitterpunkte) werden an einen Block 24 angelegt, der eine inverse, dreidimensionale Radon-Transformation unter Einsatz bekannter Techniken, beispielsweise der im einzelnen in der vorstehend bereits genannten US-PS 5 257 183 beschriebenen Methode, durchführt.

Bei einem Block 26 werden rekonstruierte Bilddaten gebildet, die dann von dem Prozessor 18 zu einer Anzeige 28 gespeist werden, die in bekannter Weise arbeiten kann. Hierdurch wird eine dreidimensionale computertomographische Bildgabe bzw. Abbildung des Objekts 12 oder des der interessierenden Region entsprechenden Abschnitts (in Fig. 1 nicht separat gezeigt) erzeugt.

Eine noch genauere Beschreibung der in Fig. 1 gezeigten Blöcke (mit Ausnahme des Blocks 19) findet sich in den vorstehend genannten, in Bezug genommenen US-Patentschriften.

Es wird nun auf Fig. 2 Bezug genommen. Wie dort gezeigt ist, enthält das Objekt 12 eine interessierende Region 12R, deren Länge kleiner ist als die Länge des Objekts 12. Ein spiralförmiger Abtastpfad 30 ist dargestellt, der das Objekt 12 mit einer Mehrzahl von Windungen oder Stufen umgibt, die jeweils mit 30₁, 30₂, 30₃, 30₄, 30₅ und 30₆ bezeichnet sind. Der spiralförmige Abtastpfad 30 überspannt das Objekt 12 vollständig, ausgehend von einem Punkt, der unterhalb einer unteren Grenze 12L der interessierenden Region 12R liegt, bis zu einem Punkt, der oberhalb einer oberen Grenze 12U der interessierenden Region 12R liegt. Die oberste Windung 30₁, die untere Windung 30₆ und die verschiedenen, dazwischenliegenden Windungen des spiralförmigen Pfads 30 definieren kollektiv einen Zylinder, der zentrisch zu einer Achse 12A angeordnet ist, die eine Symmetrieachse der interessierenden Region 12R bildet.

Wie aus dem Stand der Technik bekannt ist (US-PS 5 463 666) sind zwei kreisförmige Abtastpfade (in Fig. 2 mit den gestrichelten Linien 30U und 30L bezeichnet), die jeweils auf der gleichen Höhe wie die obere bzw. die untere Grenze 12U bzw. 12L liegen, erforderlich, um ein Bild einer interessierenden Region, die kleiner ist als das abgetastete Objekt, exakt rekonstruieren zu können. Wie bei der vorliegenden Erfindung wird auch bei dem Stand der Technik der hauptsächlich spiralförmige Abschnitt des Abtastpfads dadurch erzeugt, daß das Objekt translatorisch bewegt wird, während die Röntgenquelle entlang einer kreisförmigen Bewegung abtastet bzw. bewegt wird. Bei diesem Stand der Technik ist zur Erzielung der oberen und unteren kreisförmigen Abschnitte des Abtastpfads jedoch keine translatorische Bewegung des Objekts vorgesehen. Allerdings kann bei dem Stand der Technik das plötzliche Starten und Anhalten der translatorischen Bewegung des Objekts, das zwischen den kreisförmigen Abschnitten des Abtastpfads und dem spiralförmigen Abschnitt auftritt, bei manchen Bildgabesystemen Schwierigkeiten hervorrufen. Diese Schwierigkeiten können sich sowohl auf eine Verschlechterung des Bilds als auch auf mechanische und strukturelle Probleme beziehen. Im Fall eines medizinischen Abtastsystems muß der Patiententisch gegebenenfalls abrupte Starts bzw. abrupte Anhaltevorgänge jeweils bei den beiden Übergängen durchführen. Aus den vorstehend genannten Gründen sind diese abrupten Starts und Anhaltevorgänge unerwünscht und sollten vermieden werden.

Da sich bei der vorliegenden Erfindung der spiralförmige Abtastpfad kontinuierlich über die gesamte interessierende Region hinweg, ausgehend von einem Bereich unterhalb des Niveaus 12L bis zu einem Bereich oberhalb des Niveaus 12U, erstreckt, können solche abrupten Änderungen des Abtastpfads wie bei dem Stand der Technik vermieden werden.

Bei einem ersten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung sind die einzelnen Windungen 30₁ bis 30₆ des Abtastpfads gegenseitig mit einem Abstand H voneinander beabstandet, der der Höhe des in Fig. 1 gezeigten Detektors 14 entspricht. Hierdurch ist es dem Detektor 14 möglich, einen vollständigen Satz von Kegelstrahl-Daten oder Projektionsdaten relativ zu der Region 12R ohne irgendeine Überlappung zusammenzutragen bzw. zu erfassen.

Der Pfad 30 entspricht der gewünschten Bewegung der Quelle 10 um das Objekt 12 herum. Damit eine exakte Rekonstruktion des Bilds in Übereinstimmung mit dem vorstehend angegebenen US-Patent 5 463 666 erzielt wird, versteht es sich, daß der Detektor 14 (in Fig. 1 gezeigt) in einer festgelegten Position relativ zu der Quelle 10 gehalten werden soll. Anstelle der Abtastung bzw. der Bewegung der Quelle 10 und des Detektors 14 um das Objekt 12 herum entlang des in Fig. 12 gezeigten Pfads bzw. der Bewegungsbahn 30, kann in gleichwertiger Weise auch das Objekt 12 gedreht und bewegt werden, um hierdurch den dargestellten Abtastpfad zu erzeugen. In diesem Fall veranschaulicht der Abtastpfad die scheinbare Bewegung der Quelle mit Bezug zu einem Bezugsrahmen oder Bezugsgestell, der bzw. das an dem Objekt 12 befestigt ist.

In Übereinstimmung mit den Grundlagen der vorliegenden Erfindung werden die Kegelstrahl-Daten, die bei dem Stand der Technik als Ergebnis der oberen und unteren kreisförmigen Abtastungen bzw. Abtastbahnen 30U und 30L erhalten werden, durch Interpolation der Kegelstrahl-Daten gebildet, die von Abtastbereichen erhalten werden, die benachbart zu der oberen und der unteren Grenze 12U und 12L des Objekts 12 erhalten werden. Genauer gesagt werden Kegelstrahl-Daten, die bei Quellenpositionen an den Windungen 30₁ und 30₂ erhalten werden, interpoliert, und es werden auch Kegelstrahl-Daten interpoliert, die bei Quellenpositionen an den Windungen 30₅ und 30₆ erhalten werden, um hierdurch effektiv Kegelstrahl-Daten an Quellenpositionen, die auf kreisförmigen Abtastungen 30U und 30L liegen, zu bilden. Ein Beispiel für eine solche Interpolation ist in Fig. 2 gezeigt. Hierbei werden für eine Quellenposition P_T, die auf gleichem Niveau wie die obere Grenze 12U liegt, Kegelstrahl-Daten, die bei einer Quellenposition P_{T1} auf der Windung 30₁ erhalten wurden, einer Mittelwertbildung mit Kegelstrahl-Daten unterzogen, die von einer Quellenposition P_{T2} an der Windung 30₂ erhalten wurden. Die Mittelwertbildung wird ausgeführt, indem eine Gewichtung der Kegelstrahl-Daten mit direkter Proportionalität zu der Nähe bzw. dem Abstand zwischen den aktuellen Quellenpositionen P_{T1} und P_{T2} und der gewünschten Position P_T durchgeführt wird. Dies bedeutet, daß das Gewicht, das den erhaltenen Kegelstrahl-Daten verliehen wird, um so größer ist, je näher die aktuelle Quellenposition bei der gewünschten Quellenposition ist. Eine gleichartige Interpolation wird auch für Quellenpositionen an den Windungen 30₅ und 30₆ durchgeführt. Sobald die interpolierten Kegelstrahl-Daten ermittelt worden sind, werden sie mit dem verbleibenden Teil der Kegelstrahl-Daten zusammengefaßt, die von denjenigen Abtastungen erhalten wurden, die zwischen den oberen und unteren Grenzen 12U und 12L des Objekts 12R liegen, damit ein Bild in der vorstehend bereits beschriebenen Weise rekonstruiert werden kann.

Es wird nun auf Fig. 5 Bezug genommen. Dort ist ein in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung stehendes System (Vorrichtung) 80 diskutiert. Das System enthält die Quelle 10 und den Flächendetektor 14. Auch wenn die Kegelstrahl-Quelle 10 als eine Röntgenröhre dargestellt ist, kann sie alternativ hierzu auch Neutronen, Positronen oder eine beliebige andere Form von Strahlung oder Elektronen oder magnetischer Energie mittels einer Punktquelle erzeugen. Alternativ können auch andere Formen der Abbildungsenergie benutzt werden.

Ein Manipulator 82, der als ein zweiachsiger Teile-

Manipulator bzw. als Manipulator mit Verstellung in zwei Achsen ausgebildet sein kann, wird dazu benutzt, die relative Abtastbewegung zwischen dem Objekt (in Fig. 5 nicht dargestellt), das für die Bildgabe einzusetzen ist, und der Quelle 10 zu erzeugen. Der Manipulator 82 ist bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel dazu ausgelegt, das Objekt zu bewegen, kann alternativ hierzu aber auch die Quelle 10 bewegen.

Der Manipulator 82 wird durch eine bekannte, computerisierte numerische Steuerung (CNC) 84 gesteuert, die zum Beispiel eine von Aerotech hergestellte Ausführungsform sein kann. Die Steuereinrichtung 84 kann einen Speicher 84M enthalten, in dem Daten, die unterschiedliche Abtastpfade in bekannter Weise definieren, gespeichert sind. Alternativ kann auch ein Speicher 56M einer Computer-Arbeitsstation 86, die mit der Steuereinrichtung 84 verbunden ist, unter Einsatz gleichfalls bekannter Methoden die Daten enthalten, die die Bewegungen des Manipulators 82 und somit den Abtastpfad oder die Bewegungsbahn definieren. In jedem Fall sind die definierten Abtastpfade die beiden parallelen Kreise mit den sie verbindenden spiralförmigen Windungen oder der durchgehende spiralförmige Pfad, wie vorstehend in Einzelheiten erläutert. Die Computer-Arbeitsstation 86 (die den in Fig. 1 gezeigten Prozessor 18 enthalten kann) kann eine von Sun hergestellte Arbeitsstation sein, auch wenn andere Computer-Arbeitsstationen und möglicherweise sogar PCs anstelle der Arbeitsstation verwendet werden können. Die Computer-Arbeitsstation steuert die anderen Komponenten des Systems 80 in bekannter Weise.

Mit dem Flächendetektor 14 ist ein Digitalisierer (digitizer) 88 verbunden, der in bekannter Weise arbeitet und die von dem Flächendetektor abgegebenen analogen Signale in digitale Signale umwandelt, die für das Bild des im Test befindlichen Objekts repräsentativ sind. Der Digitalisierer 88 kann Abtast- und Halteschaltungen 88S enthalten, die in Abhängigkeit von einem Synchronisationssignal, das auf einer Leitung 82L zugeführt wird, in bekannter Weise arbeiten.

Die digitalisierten Werte, die der von den Detektorelementen in dem Detektor 14 erfaßten Strahlung entsprechen, werden von dem Digitalisierer 88 an einen Datenarray-Prozessor 90 angelegt. Der Array-Prozessor (Prozessoranordnung) 90 kann eine bekannte, im Handel erhältliche Ausführungsform wie etwa der Prozessor Meiko M40 sein und führt die notwendige Signalverarbeitung hinsichtlich der von dem Digitalisierer 88 ankommenden Signale durch. Der Array-Prozessor 90 kann den in Fig. 1 gezeigten Prozessor 18 enthalten oder diesen bilden und kann die notwendige Rekonstruktion des Bilds und Bildverarbeitung derart durchführen, daß eine Anzeigeeinrichtung direkt mit dem Array-Prozessor zur Anzeige der durch die computertomographische Abtastung gewonnenen Bilder verbunden werden kann. Bei der in Fig. 5 gezeigten Ausgestaltung werden allerdings die von dem Array-Prozessor 90 gebildeten Bilddaten an die Computer-Arbeitsstation 86 angelegt, wobei die Computer-Arbeitsstation 86 ihrerseits die Daten mit oder ohne eine weitere Verarbeitung an die Anzeige bzw. Anzeigeeinrichtung 28 abgibt, die die computertomographischen Bilder anzeigt. Der Computer 86, oder vorzugsweise der Array-Prozessor 90, rekonstruiert ein Bild aus den Projektionsdaten.

Der beschriebene, neuartige Abtastpfad für die dreidimensionale computertomographische Bildgabe erfüllt somit alle vorstehend angegebenen Zielsetzungen und Vorteile. Die Erfindung ist aber auch in geänderter Aus-

gestaltung ausführbar. Obwohl zum Beispiel bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel des Geräts der in Fig. 2 gezeigte Abtastpfad 30 Stufen bzw. Gänge oder Windungen mit einem konstanten Abstand zwischen diesen aufweist, kann es zur Verbesserung der Interpolationsgenauigkeit auch erwünscht sein, daß der Abstand zwischen den Windungen, die der oberen und der unteren Grenze benachbart sind, eine kleinere Ganghöhe (Teilungsabstand bzw. Windungsabstand) aufweisen, das heißt diese Windungen näher beieinander liegen. Falls somit der Teilungsabstand bzw. die Ganghöhe der hauptsächlichlichen Spirale relativ groß ist, sollte die Größe der Ganghöhe der zusätzlichen spiralförmigen Windungen verringert werden, um hierdurch die gewünschte Interpolationsgenauigkeit zu erzielen. Diese verringerte Größe der Ganghöhe wird dadurch erzielt, daß der Patiententisch mit verringerter Geschwindigkeit translatorisch bewegt wird. In Übereinstimmung mit einem weiteren Gesichtspunkt der vorliegenden Erfindung kann auch der Abstand bzw. die Ganghöhe der ersten und der letzten Windung der hauptsächlichlichen Spirale verringert werden, um hierdurch die Interpolationsgenauigkeit noch weiter zu verbessern. Bei diesem alternativen Ausführungsbeispiel ändert sich die translatorische Geschwindigkeit des Patiententisches in der nachfolgend angegebenen Weise:

1. Rampenförmiges Hochlaufen vom Stillstand während der ersten beiden Umdrehungen der Röntgenquelle, wobei die erste Umdrehung der ersten, zusätzlichen spiralförmigen Windung entspricht und die zweite Umdrehung der ersten Windung der hauptsächlichlichen Spirale (Haupt-Spirale) entspricht.
2. Aufrechterhalten der gleichen Geschwindigkeit bis zu den beiden letzten Umdrehungen der Röntgenquelle.
3. Rampenförmiges Herabfahren während der beiden letzten Umdrehungen der Röntgenquelle bis zum Stillstand, wobei die letzte Umdrehung der letzten zusätzlichen spiralförmigen Bindung entspricht und die zweitletzte Umdrehung der letzten Windung der Haupt-Spirale entspricht.

Das Profil der vollständigen spiralförmigen Abtastung ist in Fig. 3 dargestellt.

Bei der vorstehenden Erläuterung ist angenommen, daß die beiden kreisförmigen, in Fig. 2 gezeigten Abtastungen 30_U und 30_L vollständige Kreise sind. Tatsächlich müssen diese aber keine vollständigen Kreise sein, sondern es ist ausreichend, daß sie einem größeren Kreisbogen mit einem Winkelbereich von mindestens $(180^\circ + \alpha)$ entsprechen, wobei α den Fächerwinkel bezeichnet. Dies ist in Fig. 4 dargestellt. Es ist ersichtlich, daß dieser winkelmäßige Bereich ausreichend ist, um vollständige Kegelstrahl-Daten für die Rekonstruktion der interessierenden Region bereitzustellen. In gleichartiger Weise müssen die zusätzlichen spiralförmigen Windungen 30_1 und 30_6 , die in Fig. 2 gezeigt sind und die beiden kreisförmigen Abtastungen ersetzen, lediglich einen winkelmäßigen Bereich von mindestens $(180^\circ + \alpha)$ überdecken.

Das beschriebene Verfahren und Gerät zur Abtastung und Gewinnung von Daten für eine dreidimensionale, computertomographische Abbildung einer interessierenden Region eines Objekts, die kleiner ist als das Objekt selbst und eine obere und eine untere Grenzlinie bzw. Grenzfläche aufweist, die vollständig in einem Ge-

sichtsfeld eines Abbildungssystems liegen, enthalten somit das Merkmal, daß die Abtastbahn, die zum Abtasten des hauptsächlichlichen Abschnitts der interessierenden Region benutzt wird, derart fortgesetzt wird, daß sie sich über die obere und die untere Grenze hinweg erstreckt. Bei einem Ausführungsbeispiel besteht der Abtastpfad aus einem spiralförmigen Hauptabtastpfad, der eine Mehrzahl von spiralförmigen Windungen oder Stufen für die Abtastung zwischen der oberen und der unteren Grenze der interessierenden Region sowie aus mindestens einem Abschnitt einer einzigen zusätzlichen, spiralförmigen Windung des Abtastpfads an jedem der beiden Enden besteht. Zur Rekonstruktion des Bilds werden die Kegelstrahl-Daten für die Quellenpositionen, die kreisförmigen Abschnitten der Abtastung entsprechen, mit Hilfe einer Interpolation der Daten, die von den Quellenpositionen an der zusätzlichen spiralförmigen Windung erhalten werden, und denjenigen Daten gewonnen, die von der benachbart zu dieser zusätzlichen spiralförmigen Windung liegenden Windung der spiralförmigen Hauptabtastung erhalten werden.

Patentansprüche

1. Abtast- und Datengewinnungsverfahren für eine dreidimensionale, computertomographische Abbildung einer interessierenden Region eines Objekts, die kleiner ist als das Objekt selbst und eine obere und eine untere Grenze enthält, die vollständig innerhalb eines Gesichtsfelds eines Abbildungssystems liegen und in Radialrichtung zentriert auf einer vorbestimmten Achse (12A) liegen, mit den Schritten:

Aufbringen einer kegelstrahlförmigen, durch eine Kegelstrahlquelle (10) erzeugten Energie auf mindestens einen Abschnitt des Objekts (12),

Festlegen einer Quellenabtastbewegungsbahn als von der Quelle (10) zu durchlaufende Bahn,

Verwenden der Quelle (10) und eines Flächendetektors (14) zum Abtasten der interessierenden Region (12R) des Objekts (12), wobei mindestens die Quelle relativ zu dem Objekt (12) beweglich angeordnet ist,

Festlegen einer Quellenabtastbahn für die vollständige Erzielung von Radon-Daten für die exakte Rekonstruktion eines dreidimensionalen, computertomographischen Bilds der interessierenden Region (12R) des Objekts (12) derart, daß diese lediglich eine spiralförmige Abtastung enthält, die eine Mehrzahl von beabstandeten Stufen bzw. Windungen auf einer vorbestimmten geometrischen, die interessierende Region umgebenden Oberfläche derart definiert, daß jede durch die interessierende Region (12R) hindurchgehende Ebene die Quellenabtastbahn in mindestens einem Punkt schneidet, wobei der Flächendetektor (14) eine vorbestimmte Abmessung aufweist, die sich in ausreichendem Maß entlang einer im wesentlichen parallel zu der vorbestimmten Achse (12A) verlaufenden Richtung derart erstreckt, daß mindestens zwei aufeinanderfolgende Windungen mit dem größten gegenseitigen Abstand überspannt werden, Durchführen der Abtastung an einer Mehrzahl von Positionen entlang der Quellenabtastbahn zur Erzielung von Kegelstrahl-Projektionsdaten, die jeweiligen Abschnitten der interessierenden Region (12R) entsprechen, und Verarbeiten der Kegelstrahl-Projektionsdaten ent-

sprechend der durch das Objekt hindurch gedrun-
genen Energie, um hierdurch einen Datensatz zu
erstellen, der zu einem Bild der interessierenden
Region (12R) des Objekts (12) rekonstruierbar ist.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem bei dem
Schritt der Festlegung der Quellenabtastbahn zur
vollständigen Erzielung der Radon-Daten als Quel-
lenabtastbahn ein spiralförmiger Abtastpfad fest-
gelegt wird, der an den entgegengesetzten Enden
der interessierenden Region (12R) eine größere
oder kleinere Ganghöhe sowie zwischen diesen
entgegengesetzten Enden der interessierenden Re-
gion eine gleichförmige Ganghöhe aufweist.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch ge-
kennzeichnet, daß der Schritt der Verarbeitung der
Kegelstrahl-Projektionsdaten die Durchführung einer
Interpolation der Kegelstrahl-Projektionsdaten
enthält, die von einer Mehrzahl von Quellenposi-
tionen entlang benachbarter Windungen des Ab-
tastpfads, die die obere und die untere Grenze der
interessierenden Region überspannen, erhalten
werden.
4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekenn-
zeichnet, daß die Interpolation mit einer Gewich-
tung der Kegelstrahl-Daten durchgeführt wird, wo-
bei die Gewichtung direkt proportional zu dem Ab-
stand zwischen der aktuellen Quellenposition der
benachbarten Windungen und den gewünschten
Quellenpositionen an der oberen und der unteren
Grenze der interessierenden Region ist.
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden An-
sprüche, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem
Schritt der Festlegung der Quellenabtastbahn ein
spiralförmiger Abtastpfad definiert wird, der bei
den Windungen, die die obere und die untere Gren-
ze der interessierenden Region überspannen, eine
höhere oder geringere Ganghöhe aufweist, und bei
Windungen, die dazwischenliegen und die interes-
sierende Region überspannen, eine gleichförmige,
niedrigere bzw. höhere Ganghöhe aufweisen.
6. Verfahren nach einem der vorhergehenden An-
sprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Verar-
beitungsschritt weiterhin die Festlegung von Ke-
gelstrahl-Daten für jede aus einer Mehrzahl von
Quellenposition entlang der Quellenabtastbahn,
das Berechnen von abgeleiteten Radon-Daten aus
den Kegelstrahl-Daten, das Verarbeiten der abge-
leiteten Daten zur Erzeugung von dreidimensiona-
len, inversen Radon-Transformationsdaten, und das
Rekonstruieren von Bilddaten aus den inversen Ra-
don-Transformationsdaten enthält.
7. Verfahren nach Anspruch 6, gekennzeichnet
durch den Schritt der Anzeige eines dreidimensio-
nalen Bilds unter Verwendung der Bilddaten.
8. Bildgabegerät mit Abtastung und Datengewin-
nung zur dreidimensionalen, computertomographi-
schen Abbildung einer interessierenden Region
(12R) eines Objekts (12), die kleiner ist als das Ob-
jekt selbst und eine obere und untere Grenze auf-
weist, die vollständig in einem Gesichtsfeld des
Bildgabegeräts liegen und radial zentriert an einer
vorbestimmten Achse (12A) angeordnet sind, mit
einer Kegelstrahlquelle (10) zum Aufbringen von
kegelstrahlförmiger Energie auf mindestens einen
Abschnitt des Objekts (12),
einem Energiedetektor (14), der derart positioniert
ist, daß er die kegelstrahlförmige Energie, die durch
die Kegelstrahlquelle (10) auf das Objekt (12) auf-

gebracht wird, empfangen kann,
einer Abtasteinrichtung zum Hervorrufen einer zur
Abtastung dienenden relativen Bewegung zwi-
schen der Kegelstrahlquelle (10) und dem Objekt
(12) derart, daß sich die Kegelstrahlquelle (10) ent-
lang einer Quellenabtastbahn relativ zu dem Ob-
jekt (12) bewegt, wobei der Energiedetektor (14) in
einer Position gehalten bleibt, bei der er auf das
Objekt aufgebrachte Energie empfangen kann,
einer Bewegungsbahnfestlegungseinrichtung, die
mit der Abtasteinrichtung betriebsmäßig gekop-
pelt ist und zum Festlegen einer Quellenabtastbahn
zur Abtastung des Objekts durch die Kegelstrahl-
quelle (10) dient, wobei die Quellenabtastbahn le-
diglich einen spiralförmigen Abtastpfad zur Erzie-
lung von vollständigen Radon-Daten für die exakte
Rekonstruktion eines dreidimensionalen, compu-
tertomographischen Bilds der interessierenden Re-
gion (12R) des Objekts (12) enthält, wobei der spi-
ralförmige Abtastungspfad eine Mehrzahl von be-
abstandeten Stufen bzw. Windungen auf einer vor-
bestimmten geometrischen Oberfläche, die die in-
teressierende Region (12R) des Objekts (12) über-
spannt, derart enthält, daß er sich über die obere
und die untere Grenze der interessierenden Region
hinweg erstreckt, so daß jede Ebene, die durch die
interessierende Region hindurchgeht, die Quellen-
abtastbahn in mindestens einem Punkt schneidet,
und wobei der Flächendetektor (14) eine vorbe-
stimmte Abmessung aufweist, die sich in ausrei-
chendem Maß entlang einer im wesentlichen paral-
lel zu der vorbestimmten Achse (12A) verlaufenden
Richtung erstreckt, um hierbei mindestens zwei
aufeinanderfolgende Stufen bzw. Windungen, die
den größten gegenseitigen Abstand aufweist, zu
überspannen, einer Gewinnungseinrichtung zum
Gewinnen von Kegelstrahl-Projektionsdaten mit-
tels des Energiedetektors (14) an einer Mehrzahl
von Quellenpositionen entlang der Quellenabtast-
bahn, um hierdurch Kegelstrahl-Projektionsdaten
zu erhalten, die jeweiligen Abschnitten der interes-
sierenden Region (12R) entsprechen, und einer
Verarbeitungseinrichtung zum Verarbeiten der
Kegelstrahl-Projektionsdaten, die der durch das
Objekt hindurch gegangenen Energie entsprechen,
um hierdurch einen Datensatz bereitzustellen, der
zu einem Bild der interessierenden Region des Ob-
jekts rekonstruiert werden kann.
9. Gerät nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet,
daß die Bewegungsbahnfestlegungseinrichtung als
Quellenabtastbahn einen spiralförmigen Ab-
tastpfad definiert, der an den entgegengesetzten
Enden der interessierenden Region (12R) eine grö-
ßere oder kleinere Ganghöhe und zwischen diesen
entgegengesetzten Enden eine gleichförmige
Ganghöhe aufweist.
10. Gerät nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekenn-
zeichnet, daß die Bewegungsbahnfestlegungsein-
richtung als Quellenabtastbahn einen spiralförmigen
Abtastpfad festlegt, der bei denjenigen Win-
dungen, die die obere und die untere Grenze der
interessierenden Region überspannen, eine höhere
oder kleinere Ganghöhe aufweist und bei denjeni-
gen Windungen, die die interessierende Region
zwischen diesen Grenzen überspannen, eine gleich-
förmige, kleinere bzw. größere Ganghöhe besitzt.
11. Gerät nach einem der Ansprüche 8 bis 10, da-
durch gekennzeichnet, daß die Verarbeitungsein-

richtung eine Interpolation der Kegelstrahl-Projektionsdaten durchführt, die von einer Mehrzahl von Quellenposition entlang benachbarter Windungen des Abtastpfads stammen, die die obere und die untere Grenze der interessierenden Region 5 überspannen.

12. Gerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Verarbeitungseinrichtung die Interpolation unter einer solchen Gewichtung der Kegelstrahl-Projektionsdaten durchführt, daß die Gewichtung direkt proportional zu dem Abstand zwischen den aktuellen Quellenpositionen der benachbarten Windungen und der gewünschten Quellenposition an der oberen und der unteren Grenze der interessierenden Region ist. 15

13. Gerät nach einem der Ansprüche 8 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Verarbeitungseinrichtung eine Einrichtung zum Festlegen von Kegelstrahl-Daten für jede aus einer Mehrzahl von Quellenpositionen entlang der Quellenabtastbahn, 20 eine Einrichtung zur Berechnung von abgeleiteten Radon-Daten aus den Kegelstrahl-Daten, eine Einrichtung zum Verarbeiten der abgeleiteten Daten zur Erzeugung von dreidimensionalen, inversen Radon-Transformationsdaten, und eine Einrichtung 25 zum Rekonstruieren von Bilddaten anhand der inversen Radon-Transformationsdaten aufweist.

14. Gerät nach Anspruch 13, gekennzeichnet durch eine Anzeigeeinrichtung zum Anzeigen eines dreidimensionalen Bilds unter Heranziehung der Bilddaten. 30

15. Gerät nach einem der Ansprüche 8 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Abtasteinrichtung einen zweiachsigen Teilemanipulator (82) aufweist, 35 der mit der Quelle (10) und dem Energiedetektor (14) zur Erzielung der relativen Bewegung zwischen der Quelle und dem Objekt unter stationärer Festhaltung des Objekts verbunden ist.

16. Gerät nach einem der Ansprüche 8 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Abtasteinrichtung einen zweiachsigen Teilemanipulator (82) aufweist, 40 der mit dem Objekt zur Erzielung der relativen Bewegung zwischen der Quelle (10) und dem Objekt unter stationärer Festhaltung der Quelle und 45 des Detektors verbunden ist.

17. Gerät nach einem der Ansprüche 8 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Abtasteinrichtung das Objekt translatorisch bewegt, während die Quelle und der Energiedetektor (14) zur Erzielung 50 einer spiralförmigen Relativbewegung der Quelle mit Bezug zu dem Objekt gedreht werden.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

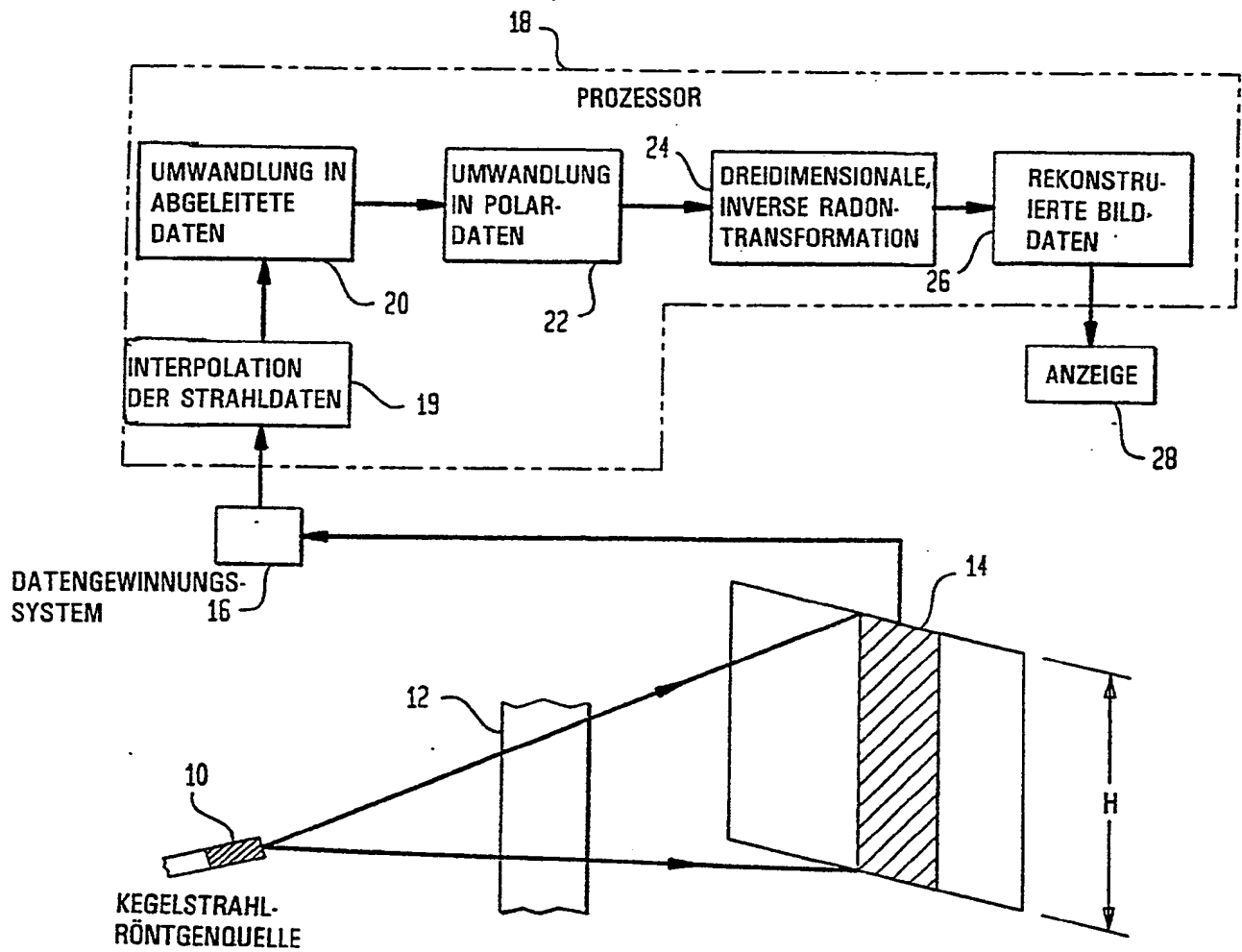
55

60

65

- Leerseite -

FIG. 1



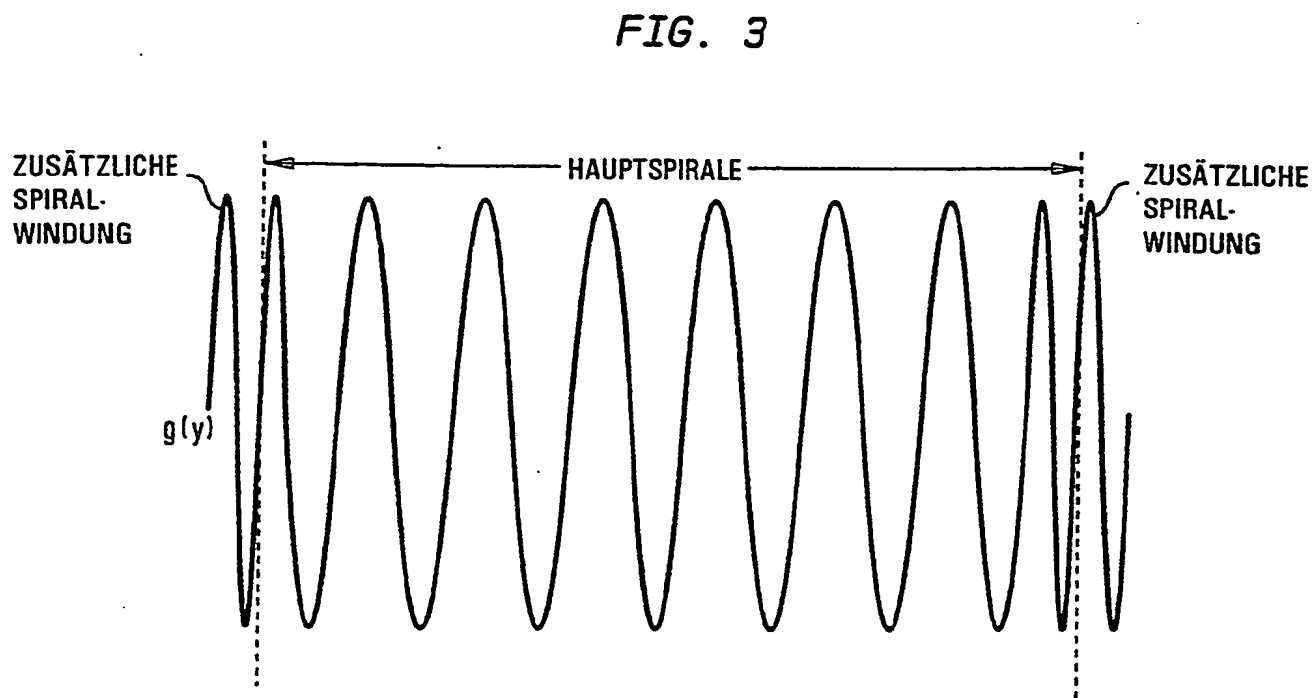
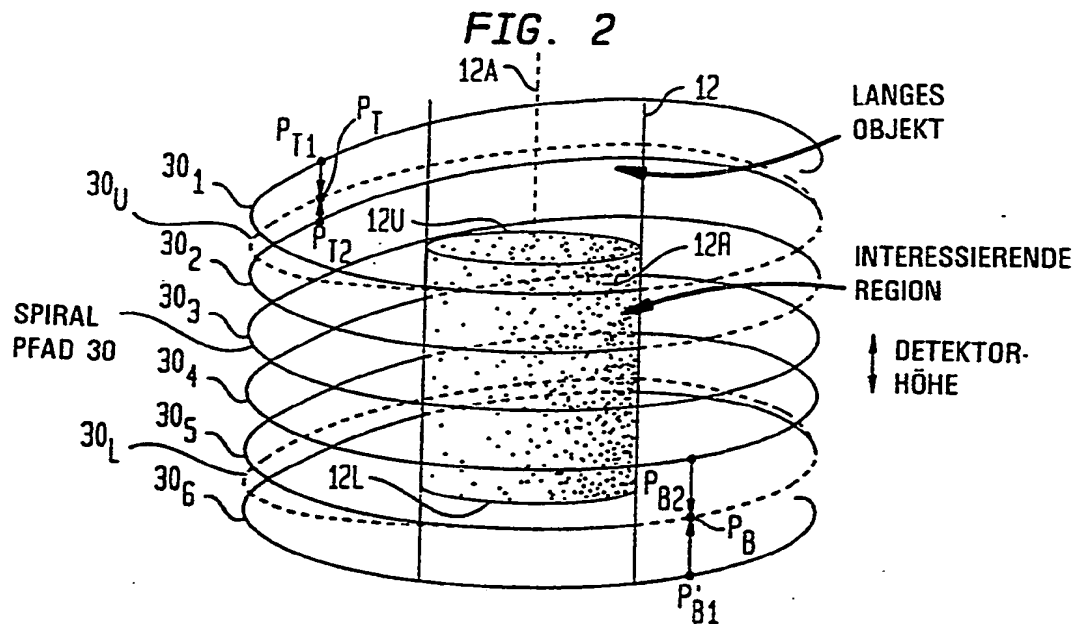


FIG. 4

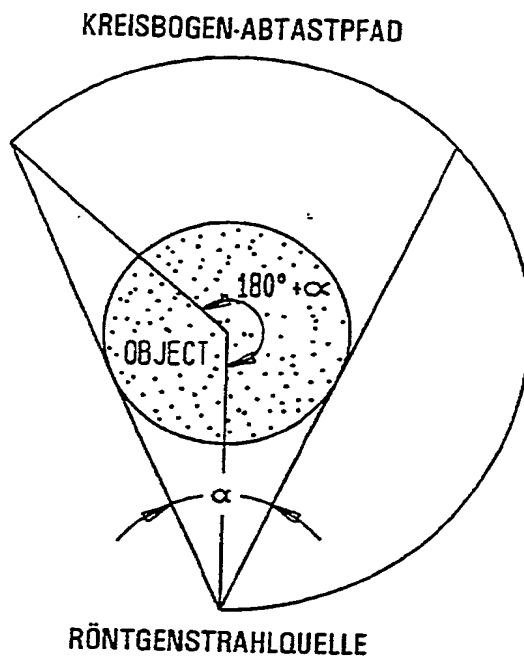


FIG. 5

